

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

СУЧАСНІ ТЕНДЕНЦІЇ В ЕЛЕКТРОАКУСТИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЯХ: ПРАКТИКУМ

*Рекомендовано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
як навчальний посібник для здобувачів ступеня доктор філософії
за освітньо-науковою програмою
«Електроніка»,
спеціальності 171 Електроніка*

Київ
КПІ ім. Ігоря Сікорського
2021

Сучасні тенденції в електроакустичних технологіях: практикум [Електронний ресурс]: навч. посіб. для аспірантів спеціальності 171 «Електроніка» / КПІ ім. Ігоря Сікорського; уклад.: С.А.Найда, Т.М.Желяскова. – Електронні текстові дані (1 файл: 1,26 Мбайт). – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. – 28 с.

Гриф надано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського (протокол №7 від 13.05.2021 р.) за поданням Вченої ради факультету електроніки (протокол №04/21 від 26.04.2021 р.)

Електронне мережне навчальне видання

СУЧАСНІ ТЕНДЕНЦІЇ В ЕЛЕКТРОАКУСТИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЯХ

Укладачі: *Найда Сергій Анатолійович*, д-р техн. наук, проф.
Желяскова Тетяна Миколаївна, канд. техн. наук

Відповідальний редактор *Коржик О.В.*, д-р техн. наук, проф., професор кафедри акустичних та мультимедійних електронних систем

Рецензент: *Ямненко Ю.С.*, д-р. техн. наук, проф., завідувач кафедри електронних пристроїв та систем КПІ ім. Ігоря Сікорського

Дисципліна «Сучасні тенденції в електроакустичних технологіях» є нормативною дисципліною підготовки докторів філософії спеціальності 171 Електроніка. Курс надає відомості про принципи побудови сучасних електроакустичних приладів і систем, методи та технічні засоби візуалізації внутрішніх структур і органів людини, основи інженерних розрахунків вузлів УЗ-апаратів діагностики і терапії, приладів діагностики слуху. Першочерговою задачею є вивчення способів акустичної локації біоструктур на основі специфіки біологічних тканин. У зв'язку з цим вивченню підлягають всі відомі способи побудови апаратів УЗД.

© КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021

ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
1. Особливості динамічного фокусування ультразвуку в широкосмугових медичних ехоскопах з частотним скануванням.....	5
2. Приклад розрахунку форми пучка при динамічному фокусуванні.....	10
Завдання для самостійної роботи 1	12
3. Розрахунок фокусних відстаней.....	13
Завдання для самостійної роботи 2	17
4. Розрахунки параметрів доплерівського вимірювача кровотоку.....	18
5. Еквівалентні схеми електроакустичних перетворювачів, і розрахунок їх елементів.....	21
ВИКОРИСТАНА ТА РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА.....	28

ВСТУП

Багатоелементна будова п'єзоперетворювача дозволяє здійснювати електронне фокусування на всій глибині зондування і отримувати високу просторову роздільну здатність для візуалізації внутрішніх органів людини за допомогою ехоскопів. Традиційні одночастотні ехоскопи включають цілий ряд п'єзо перетворювачів, частота яких має дискретне значення в діапазоні від 2.5 МГц до 10 МГц. Стандартні частоти 3.5 МГц; 5 МГц; 7.5 МГц призначені для зондування тіла на максимальну, середню і малу глибину відповідно. Вузькі смуги пов'язані з тим, що для забезпечення сталої тривалості ехо-імпульсу за максимальною для кожного п'єзоперетворювача глибиною зондування, спектр ехо-імпульсу не повинен помітно змінюватись через частотнозалежне затухання в біологічних тканинах. Коефіцієнт затухання, як відомо, збільшується із зростанням частоти.

Вдосконалення медичних ехоскопів з широкосмуговими п'єзоперетворювачами дозволяє використовувати один і той самий п'єзоперетворювач в усьому робочому діапазоні частот.

На практичних заняттях розглядаються приклади розрахунку передаточних функцій п'єзоперетворювача за методом хвильового рівняння і методом електромеханічного чотирьохполюсника. Надаються розрахункові співвідношення для аналізу амплітудно-частотних характеристик (АЧХ) і оптимізації п'єзовипромінювачів. Оптимізація суміщених п'єзоперетворювачів на максимальну ширину смуги пропускання здійснюється на основі метода зв'язаних контурів, який значно простіший метода багатопараметрової оптимізації на основі чисельних методів.

Наведені співвідношення дозволяють обґрунтовано підходити до проектування та розрахунку широкосмугових п'єзоперетворювачів для універсальних медичних УЗ ехоскопів, які є новою віхою в УЗ діагностиці.

1. ОСОБЛИВОСТІ ДИНАМІЧНОГО ФОКУСУВАННЯ УЛЬТРАЗВУКУ В ШИРОКОСМУГОВИХ МЕДИЧНИХ ЕХОСКОПАХ З ЧАСТОТНИМ СКАНУВАННЯМ

У сучасних традиційним (одночастотних) ультразвукових ехоскопах використовується режим динамічного фокусування УЗ пучка в процесі прийому ехо-сигналу. Він полягає у тому, що фокус переміщається в часі відповідно до глибини зондування. Звичайне переміщення здійснюється стрибками, так що вся глибина перекривається цілою низкою фокальних зон. Так, наприклад, у ехоскопі із секторним скануванням фірми Toshiba є 19 фокальних ділянок (точок) для прийому УЗ хвиль. Додатково фокальні ділянки випромінювача перемикаються 8-ступеневою ручкою діапазону глибин: 4; 6; 8; 10; 12; 15; 19; 24.

Одночасно зі збільшенням фокусної відстані збільшується й апертура п'єзоприймача але так, щоб постійної залишалася поперечна розподільна здатність:

$$2\Delta x_{0,7} = 0,89\lambda(F/D). \quad (1)$$

При цьому, довжина фокальної зони між рівнями 0.5 від інтенсивності у фокусі (розмір пучка в 2 рази більше розміру у фокусі) визначається співвідношенням:

$$2\Delta z_0 = 6.9\lambda(F/D)^2. \quad (2)$$

При розрахунку параметрів фокусування F і D вибирається оптимальне співвідношення між числом зон фокусування і розподільною здатністю.

Удосконалювання УЗ діагностики привело до появи ехоскопів з універсальними широкосмуговими перетворювачами зі смугою частот, що перекриває весь (від 2.5 до 10.5 МГц) або половину робочого діапазону УЗ діагностики. Крім універсальності, такі перетворювачі при випромінюванні акустичних імпульсів матрицею смугових елементів дозволяють значно зменшити інтенсивність «решіткових пучків».

При прийомі ехо-сигналу, за допомогою багаточастотного процесора, здійснюється його фільтрація більш вузькою смугою, у межах якої зміна його спектра через частотно-залежне загасання в біологічних тканинах незначне. При цьому середня частота смуги може регулюватися і залишатися незмінною на всій глибині зондування, або зменшуватися згодом відповідно до глибини зондування (динамічне частотне сканування), у результаті чого поліпшується здатність, що дозволяє, на малих глибинах, і збільшується глибина зондування.

Особливості динамічного фокусування.

Розглянемо спочатку перетворювач надвисокої щільності елементів. Від стандартного перетворювача з невеликим числом елементів, що створює збіжний хвильовий фронт, він відрізняється тим, що створює майже ідеальний циліндричний фронт, що сходиться. Кількісно, його можна характеризувати співвідношенням:

$$N=D/d < (2F/\lambda)^{1/2} \quad (3)$$

де d — ширина одночасно «збудженої» групи елементів,

N — число груп елементів в апертурі D , «збуджуються» з різними тимчасовими затримками, що забезпечує фокусування в точку геометричного фокуса. Варто помітити, що фокусування за рахунок фазових затримок у випадку широкосмугових перетворювачів, що випромінюють УЗ імпульси з тривалістю менше періоду коливань, для режиму випромінювання не підходить.

З іншого боку, фокусування пучка можливе тільки в зону Френеля перетворювача, тобто повинна виконуватися умова:

$$D^2/4\lambda > F \quad \text{або} \quad D > (4F\lambda)^{1/2}. \quad (4)$$

З (3) і (4) видно, що залежність правої частини цих співвідношень від довжини хвилі λ зворотна: у (3) вона зі зменшенням λ збільшується, а в (4) — зменшується. Таким чином, усі чотири співвідношення виявляються взаємозалежними, і розрахунок параметрів динамічного фокусування значно

ускладнюється навіть для ідеального хвильового фронту. Одна з можливих схем розрахунку пропонується нижче.

Оскільки для одночастотних ехоскопів, що перекривають робочий діапазон, стандартними є частоти 3.5; 5; 7 МГц ($\lambda = 0.43; 0.3; 0.2$ мм), доцільно вибирати їх для прийому і широкосмугового п'єзоприймача при динамічному частотному скануванні. При цьому кожній частоті відповідає визначена кількість однакових фокальних зон.

При виборі значення F/D для зони з максимальною глибиною зондування ($f = 3.5$ МГц) додатково до умов (3), (4) приймемо, що апертура D значно менше довжини перетворювача, і дорівнює близько 100 мм.

Для зони з мінімальною глибиною зондування ($f = 7.5$ МГц) необхідно, щоб $N = D/d \gg 1$, тому що одна група одночасно збуджуваних елементів не може фокусувати пучок.

Величину d обирають з наступних розумінь:

Будемо вважати, що частота механічних коливань по товщині елемента перетворювача дорівнює $f_0 = 7.5$ МГц. Це відповідає товщині елемента

$$l_0 = C^D / 2f_0. \quad (5)$$

Для п'єзокераміки PZT-4 $C = 4600$ м/с і $l_0 = 0.24$ мм. Відомо, що для усунення поперечних паразитних мод коливань у п'єзопластині цього типу її потрібно розрізати на акустично ізольовані смужки шириною $b/l_0 \approx 0.6$, при цьому товщинна моди коливань залишається такою ж, як і для пластини з великими розмірами. У розглянутому випадку $b \approx 0.6 \cdot l_0 = 0.14$ мм.

Якщо врахувати товщину інструмента, що ріже, 0.06 мм, то ширина щілини складе $0.06/0.20 = 0.3$ від періоду ґратки, що приведе до появи решіткових «пелюсток» з відносно великою інтенсивністю (для ґрат лінійних елементів вона дорівнює інтенсивності основного пелюстка). Покладемо $b \approx l_0 = 0.24$ мм, а $d = 0.24 + 0.06 = 0.3$ мм.

Ця схема припускає попередню «прикидку» параметрів. Як ілюстрацію її здійснення приведені табл. 1 і 2.

У табл. 1 приведені параметри всіх семи зон, необхідні як при здійсненні фокусування (F_i , D_i , $2x_{0,7}$), так і для перевірки можливості застосовувати як модель ультразвукового пучка циліндричного хвильового фронту, що сходиться. З таблиці 1 видно, що цю модель можна застосовувати, тому що $D_i > (4\lambda_i F_i)^{1/2}$ та $N_i > (2F_i/\lambda_i)^{1/2}$.

Видно також, що N_i для $f = 5$ і 3.5 МГц перевищує величину $(2F_i/\lambda_i)^{1/2}$ в 2-4 рази. Для числа окремо пересічних каналів з тим же числом затримок це дуже велика величина. Тому доцільно зменшити N_i для 4 і 5 фокусів у 2 рази, а для 6 і 7 фокусів у 3 рази, включивши в групу елементів, що живляться синфазно, 2 або 3 акустично ізольованих елементів. Число таких груп у таблиці позначене N_i' . Видно, що виконується умова $N_i' \approx (2F_i/\lambda_i)^{1/2}$. У таблиці 2 приведені в міліметрах координати мінімальної $z_{H=11}$ мм і максимальної $z_{K=180}$ мм глибин зондування, границь між зонами $z_{i,i+1}$ і фокусних відстаней F_i . Зондування області 0-11 мм можна здійснити через акустично прозорий буфер товщиною 11 мм, включений у корпус перетворювача.

Таблиця 1 – Параметри фокальних зон

f , МГц	7.5			5		3.5	
i	1	2	3	4	5	6	7
F_i/D_i	4	4	4	5	5	5	5
F_i , мм	15	27	39	59	86	120	160
D_i , мм	4	7	10	12	17	24	32
$(4\lambda_i F_i)^{1/2}$, мм	3.5	4.6	5.6	8	10	14	17
N_i	13	23	33	40	57	80	107
N_i'	13	23	33	20	28	27	39
$(2F_i/\lambda_i)^{1/2}$	12	17	20	20	24	24	28
$2x_{0,7}$, мм	0.7	0.7	0.7	1.3	1.3	1.9	1.9

Таблиця 2 – Координати фокальних зон

z_n	F_1	z_{12}	F_2	z_{23}	F_3	z_{34}	F_4	z_{45}	F_5	z_{56}	F_6	z_{67}	F_7	z_k
11	15	21	27	33	39	45	59	72	86	100	120	140	160	180

У випадку виконання зворотної до (3) нерівності, тобто

$$N < (2F/\lambda)^{1/2}, \quad (6)$$

елементи перетворювача є спрямованими антенами, у результаті чого розбіжність пучка після фокуса помітно менше, ніж за законами геометричної акустики, а ширина пучка у фокусі більше, ніж впливає з (1) для того ж відношення F/D .

Розрахунок параметрів динамічного фокусування в цьому випадку вимагає розв'язку рівнянь поля з граничними умовами, заданими на матриці смугових п'єзoeлементів. Можна сказати, що, як і у випадку одночастотного ехоскопу, число зон фокусування зменшиться. А зменшення відношення ширини групи елементів d до сумарної ширини щілин приведе до зменшення амплітуди решіткових максимумів.

2. ПРИКЛАД РОЗРАХУНКУ ФОРМИ ПУЧКА ПРИ ДИНАМІЧНОМУ ФОКУСУВАННІ

$$pi := 3.141519 \quad f := 50 \cdot 10^{-3} \quad fo := 5 \cdot 10^6$$

$$n := 1 \quad \underline{N} := 16$$

$$\underline{c} := 1540 \quad \underline{l} := 0.8 \cdot 10^{-3} \quad \underline{H} := 12 \cdot 10^{-3} \quad \underline{T} := 1 \cdot 10^{-3}$$

$$\lambda := \frac{c}{fo} = 3.08 \times 10^{-4} \quad wo := 2 \cdot pi \cdot fo$$

$$k := 1..n \cdot N$$

$$xjk := T \cdot \frac{2 \cdot k - N \cdot n - 1}{2} \quad Jk := \text{floor}\left(\frac{k - 1}{n}\right) + 1$$

$$xN := (N - 1) \cdot n \cdot \frac{T}{2} \quad xJk := (2 \cdot Jk - N - 1) \cdot n \cdot \frac{T}{2}$$

$$t3k := \left(\frac{1}{c}\right) \cdot \left[\sqrt{xN^2 + f^2} - \sqrt{(xJk)^2 + f^2}\right] \quad i := \sqrt{-1}$$

$$xc := 0 \quad yc := 0 \quad zc := 30 \cdot 10^{-3}, 31 \cdot 10^{-3} .. 70 \cdot 10^{-3}$$

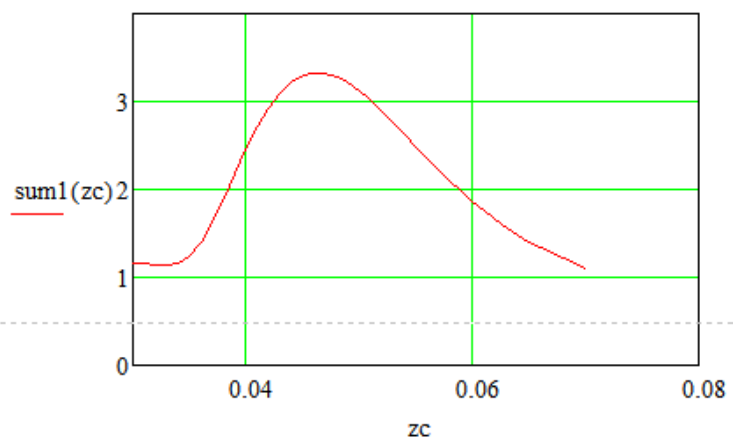
$$\text{sum1}(zc) := \frac{2}{\lambda} \cdot \sum_{k=1}^{n \cdot N} \left[\int_{-\frac{1}{2}}^{\frac{1}{2}} \left[\int_0^{\frac{H}{2}} \left[\frac{\exp\left[i \cdot wo \cdot \left(0 - t3k - \frac{\sqrt{[xc - (xjk + x)]^2 + y^2 + zc^2}}{c}\right)}{\sqrt{[xc - (xjk + x)]^2 + y^2 + (zc)^2}}\right] dy \right] dx \right]$$

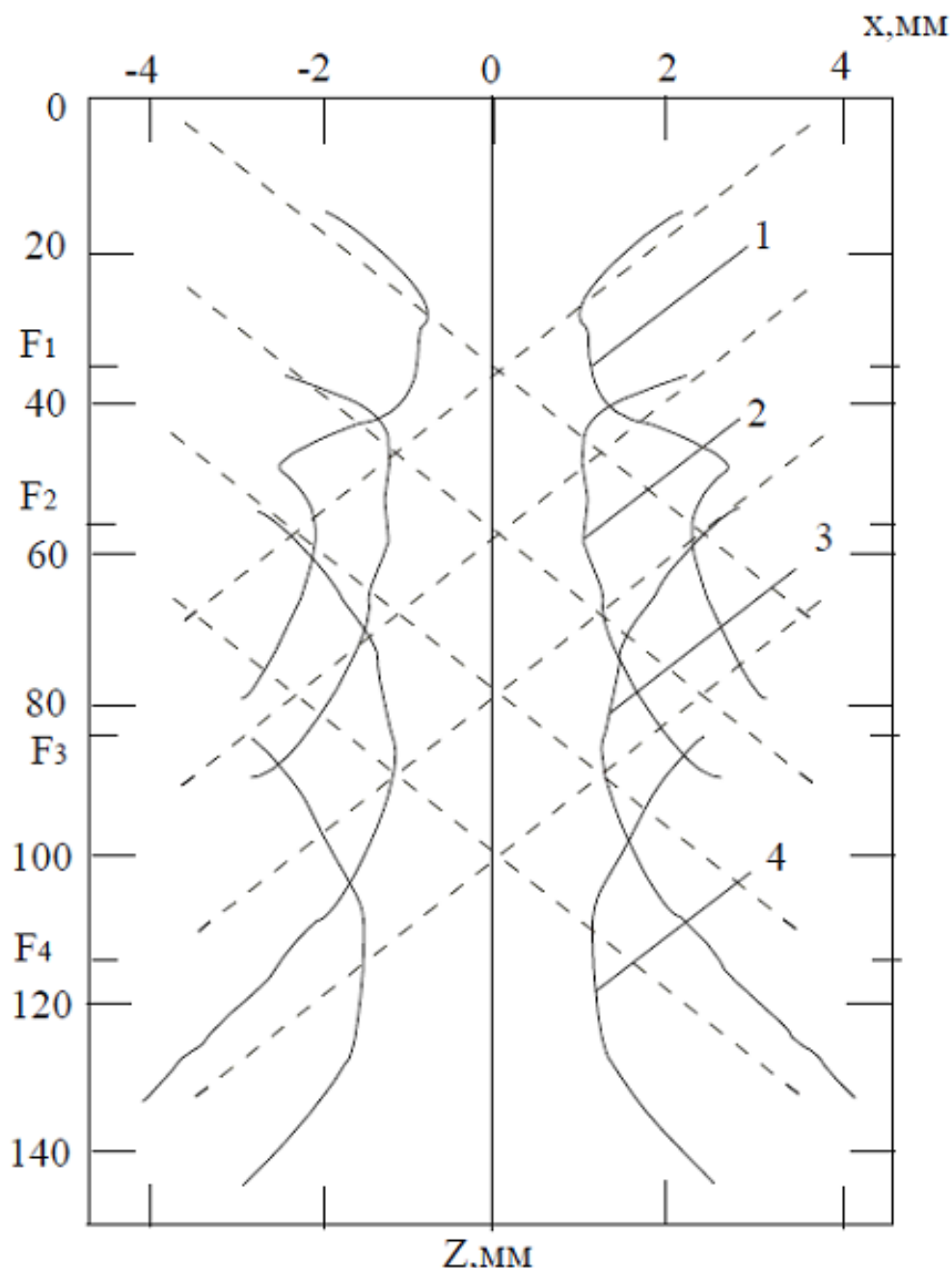
$$f = 0.05$$

$$T = 1 \times 10^{-3} \quad l = 8 \times 10^{-4}$$

$$fo = 5 \times 10^6 \quad H = 0.012$$

$$N = 16 \quad n = 1$$

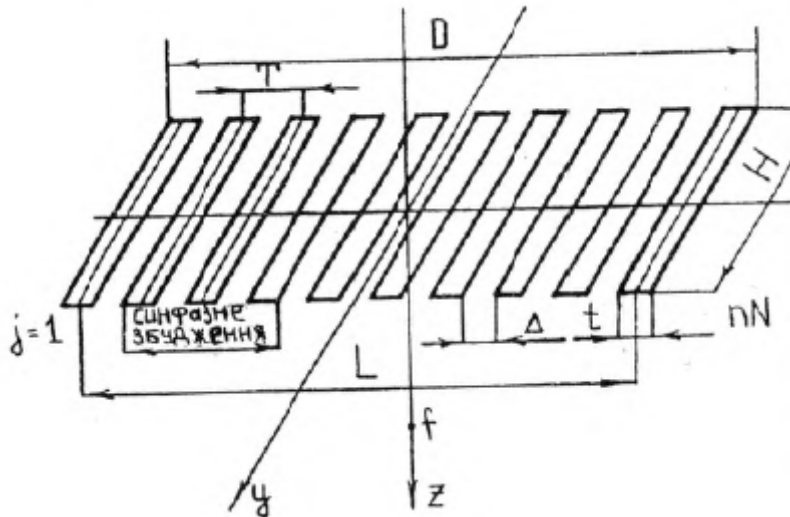




Приклад результатів розрахунку форми пучка при динамічному фокусуванні з чотирма фокусними відстанями для перетворювача, що складає з акустично ізолюваних полоскових п'єзоелементів шириною $t=0.37$ мм із зазором 0.005 мм, об'єднаних у групи по 4, так що ширина групи $d=1.5$ мм; з резонансною частотою толщинних коливань $f_0=5$ МГц ($\lambda=0.3$ мм, $d\lambda=5$); із $D_i/F_i=4,67$; $F_1=35$ мм, $N_1=5$, $D_1=7.5$ мм; $F_2=56$ мм, $N_2=8$, $D_2=12$ мм; $F_3=84$ мм, $N_3=12$, $D_3=18$ мм; $F_4=112$ мм, $N=16$; $D_4=24$ мм.

Завдання для самостійної роботи 1

Постановка задачі:

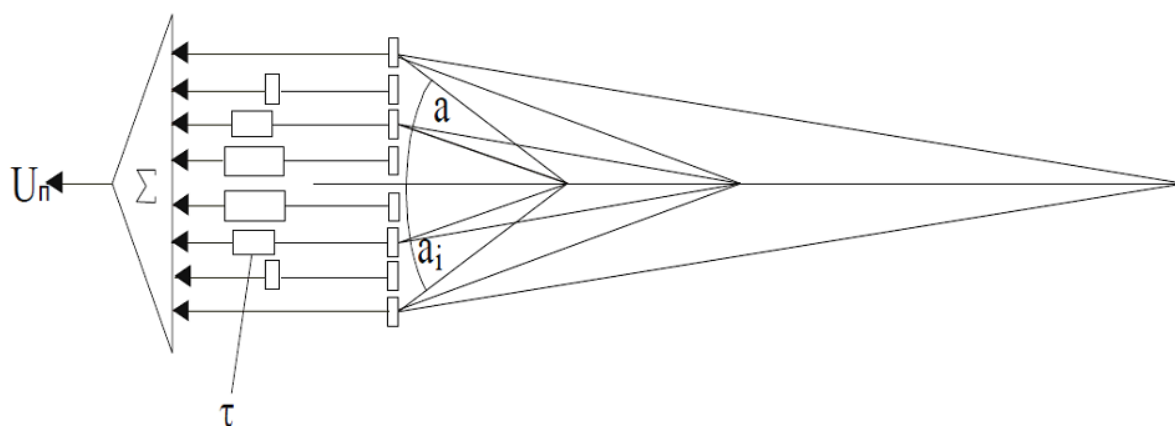


Задано: лінійна решітка п'єзоелементів з антирезонансною частотою $f_0=5$ МГц, ширина одного п'єзоелемента $t=1.2$ мм, відстань між елементами $(T-t)=0,5$ мм; висота п'єзоелемента $H=10$ мм, кількість п'єзоелементів об'єднаних електрично $n=3$. Треба забезпечити розподільну здатність решітки $2\Delta X_{0,707} = 2$ мм по всій глибині УЗ зондування біологічної тканини $Z_{\max}=130$ мм.

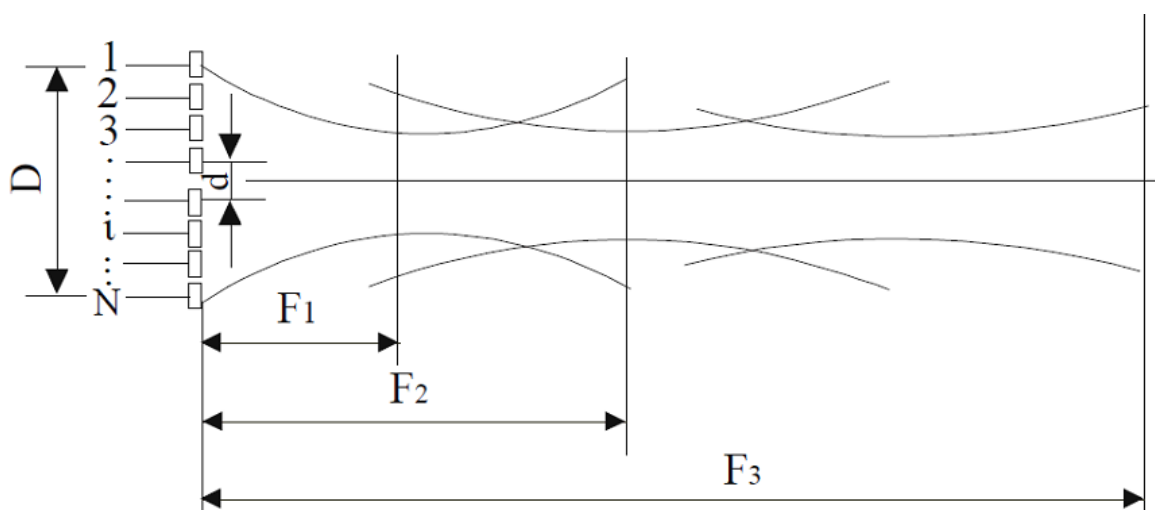
Розрахувати розподіл тиску вздовж осі Z , та знайти повздовжню розподільну здатність, користуючись формулами для лінійної матриці плоских п'єзоелементів.

3. РОЗРАХУНОК ФОКУСНИХ ВІДСТАНЕЙ.

Фокусування ультразвуку в ширококутових медичних ехоскопах з частотним скануванням



Динамічне фокусування ультразвукового пучка матриці п'єзоелементів за допомогою ліній затримки перемінної довжини



Форма ультразвукового пучка матриці п'єзоелементів при фокусуванні послідовно на три фокусні відстані F_1, F_2, F_3 : D і $d=D/N$ – апертура і крок матриці, відповідно; N – число елементів

Для того, щоб ширина скануючого ультразвукового пучка по всій довжині зондування залишалася постійною, розглянемо режим динамічного

фокусування ультразвукового пучка. Він полягає у тому, що в процесі прийому ехо-сигналів відбувається безперервна зміна довжини лінії затримки таким чином, що положення фокуса переміщається одночасно з прийнятим ехо-сигналом. На практиці поставлена задача досягається послідовним фокусуванням променя на кілька фіксованих відстаней від робочої поверхні.

Можливий наступний випадок: поєднуються в цифровому конвертері фрагменти ехо-зображень, отримані з окремих фокусних зон. Тоді число цих зон зверху обмежується тією обставиною, що частота сканування знижується в число раз, рівне числу зон. А отже, швидкість сканування також знижується. Ціль подальшого розрахунку полягає в знаходженні фокусних відстаней F_1, F_2, F_3, F_4 при заданій поперечній розподільній здатності і значень апертур D_1, D_2, D_3 , що відповідають знайденим фокусним відстаням.

Постановка задачі

Знайти фокусну відстань, кількість зон фокусування, розміри приймаючої апертури діагностичного перетворювача, якщо задано його параметри.

Вихідні дані для розрахунку:

- границі глибини зондування $z_{\min}=10$ мм, $z_{\max}=200$ мм;
- частота ультразвукових коливань $f_0=3,5$ МГц;
- швидкість поширення ультразвукової хвилі в м'якій тканині $C=1540$ м/с;
- ширина решіток п'єзоелементів $H=12$ мм;
- поперечна розподільна здатність у фокальній площині 1,5 мм.

1. Визначимо відношення F/D за формулою $2x_{0.7} = 0.89\lambda(F/D)$

Звідки $F/D=3.8$.

Виберемо моменти перетинання фокусних відстаней і апертур таким чином, щоб інтенсивність на межах зони складала 0,5 від інтенсивності в центрі. При цьому розмір пучка на границях буде в 2 рази більше, ніж у центрі, тому що потужність у пучку залишається незмінної.

2. Визначимо протяжність фокальної зони. Довжина фокальної зони на рівні 0,707 за рівнем визначається по формулі $2\Delta z_0 = 6.9\lambda(F/D)^2$. : $2\Delta z_0 \approx 43,8$ мм.

3. Визначимо кількість зон фокусування:

$$n = \frac{r_{\max} - r_{\min}}{2\Delta z_0}$$

$$n = 4$$

4. Знаходимо в першому наближенні значення фокусних відстаней (F), зсув акустичного фокуса від геометричного ($z_{0a} = 9,1F/K_p^4$), значення апертур (D) і коефіцієнтів підсилення по тиску ($K_p = D/(\lambda F)^{1/2}$):

$F_4 = z_{\max} - \Delta z_0 = 178.1$ мм $D_4 = 46.9$ мм $K_{p4} = 5.3$ $z_{0a4} = 2.1$ мм	$F_3 = F_4 - 2\Delta z_0 = 134.3$ мм $D_3 = 35.3$ мм $K_{p3} = 4.6$ $z_{0a3} = 2.7$ мм
$F_2 = F_3 - 2\Delta z_0 = 90.5$ мм $D_2 = 23.8$ мм $K_{p2} = 3.8$ $z_{0a2} = 4$ мм	$F_1 = F_2 - 2\Delta z_0 = 46.7$ мм $D_1 = 12.3$ мм $K_{p1} = 2.7$ $z_{0a1} = 8$ мм

5. Залишивши границі фокальних зон незмінними і зміщаючи геометричний фокус у кожній зоні в напрямку від перетворювача на z_{0a} так, щоб розподіл тиску був симетричним щодо акустичного фокуса, знаходимо уточнені значення фокусних відстаней і апертур, при цьому зміною K_p можна зневажити:

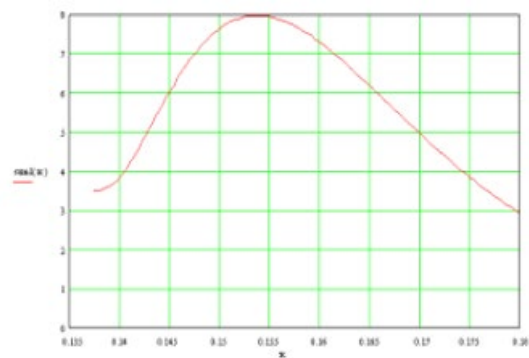
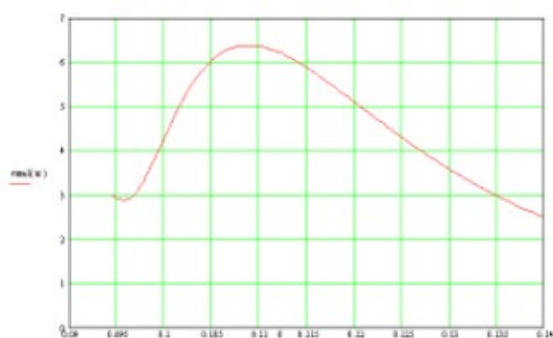
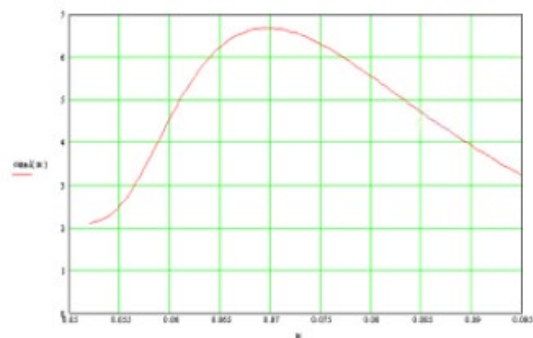
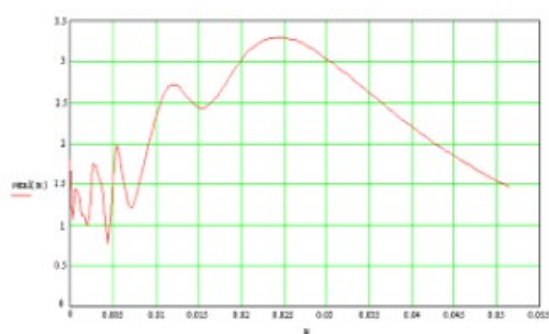
$$F_1 = 54,7 \text{ мм } D_1 = 14,4 \text{ мм}$$

$$F_2 = 94,5 \text{ мм } D_2 = 24,9 \text{ мм}$$

$$F_3 = 137 \text{ мм } D_3 = 36 \text{ мм}$$

$$F_4 = 180,2 \text{ мм } D_4 = 47,4 \text{ мм}$$

Уточнимо отримані результати, скориставшись формулами для решіток плоских елементів представимо розподіл акустичного тиску вздовж осі решітки (див. рисунки):



Завдання для самостійної роботи 2

Задача 1: Знайти фокусні відстані, кількість зон фокусування, розміри приймаючої апертури діагностичного перетворювача за заданими параметрами. Мінімальна глибина зондування 5 мм, максимальна – 130 мм; частота УЗ коливань 5 МГц; висота решітки п'єзоелементів 12 мм; поперечна розподільна здатність в фокальній площині має складати 1.3 мм.

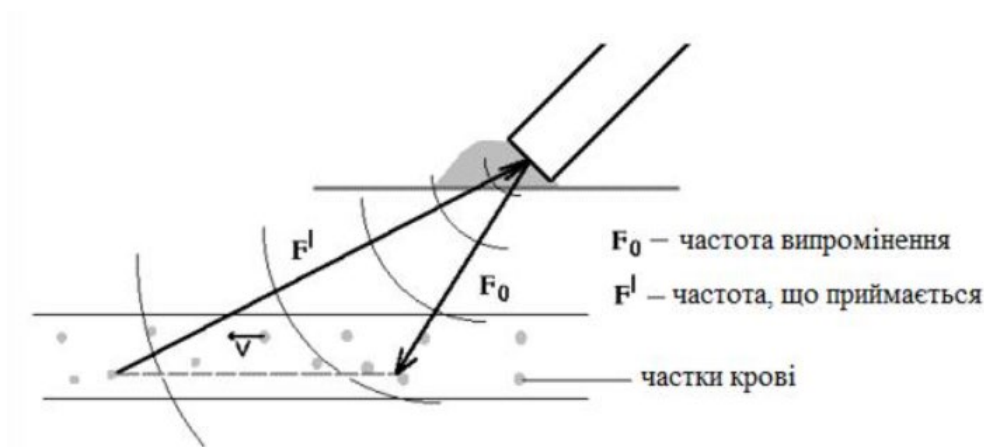
Задача 2: Розрахувати аберацію та протяжність фокальної зони для перетворювача діаметром 20 мм, що використовується для дослідження біологічної тканин ($C=1540$ м/с) на частоті 2.6 МГц та має лінзу з радіусом кривизни 20 мм. Розрахунки зробити для двох типів лінз:

а) увігнута лінза ($C_{\text{л}}=2.7$ км/с)

б) опукла лінза ($C_{\text{л}}=1.15$ км/с)

4. РОЗРАХУНКИ ПАРАМЕТРІВ ДОПЛЕРІВСЬКОГО ВИМІРЮВАЧА КРОВОТОКУ

Використання доплерівського вимірювача є неінвазивним методом дослідження кровотоку, який дозволяє виявити особливості регуляції кровотоку. Процес перетворення акустичних коливань в електричний сигнал характеризує швидкості кровотоку. Для цього підлягають розв'язку такі завдання: 1) розгляд основних принципів побудови доплеровської апаратури; 2) розрахунок основних показників електричної схеми генератора приладу.



В ультразвукових діагностичних приладах визначається не сама частота коливання, що надходить в приймач, а різниця цієї частоти f_1 частоти f_0 - коливання, що випромінюється джерелом. Ця різниця називається доплерівським зсувом частоти f_d .

Коли відбивач рухається до датчика, доплерівський зсув є позитивним. Якщо відбивач рухається у протилежну від датчика сторону зі швидкістю ($-v$), то доплерівський зсув буде від'ємним.

Для випадку руху відбивача в сторону датчика:

$$f_d = f - f_0 = f_0 \frac{c+v}{c-v} - f_0 = f_0 \frac{2v}{c-v}$$

Швидкість руху біологічних структур v (наприклад, кровотоку) не перевищує декількох метрів в секунду. Швидкість звуку c в м'яких

біологічних тканинах в середньому дорівнює 1540 м/с. Тому $v \ll c$, тобто швидкість руху структур істотно менше швидкості звуку.

$$f_d = \frac{2f_0 v}{c}$$

Це основне співвідношення, яке дозволяє за виміряним в приладі доплерівським зсувом частоти f_d оцінювати швидкість руху v .

У загальному випадку вектор швидкості руху спрямований під кутом α відносно датчика. Доплерівський зсув частоти визначається проекцією швидкості v на лінію, що сполучає відбивач з датчиком, тобто величиною $v \cdot \cos \alpha$.

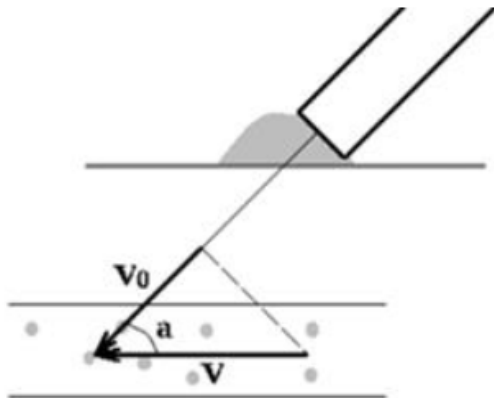


Рис. Вектор швидкості руху спрямований під кутом α відносно датчика

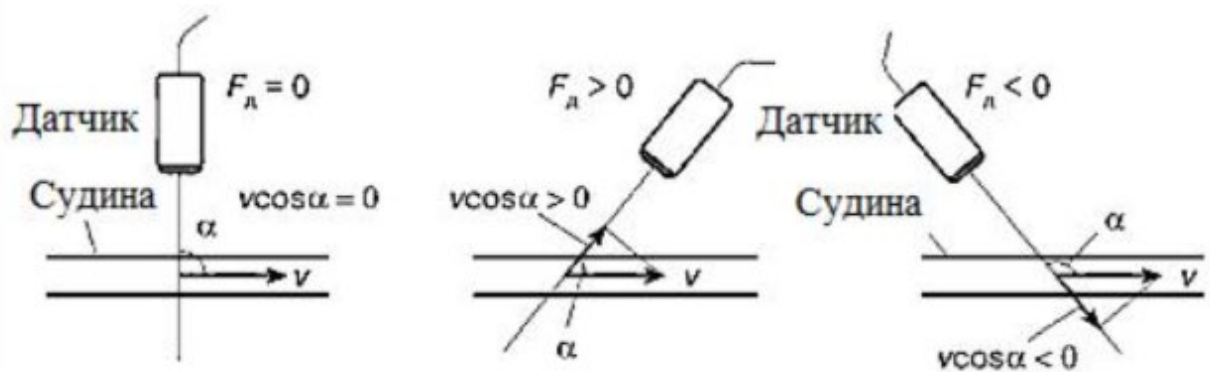


Рис. Вплив кута α на значення доплерівської швидкості

У доплерівських режимах використовуються датчики з наступними частотами:

- 2 МГц - для дослідження судин мозку;
- 3 МГц - для дослідження плацентарного кровотоку;
- 4 або 5 МГц - для дослідження великих і глибоко розташованих судин;
- 8 або 10 МГц - для дослідження дрібних, неглибоко розташованих периферичних судин.

Якщо використати значення швидкості $v = 2$ м/с, то для частоти випромінювання $f_0 = 8$ МГц можна отримати (приймаючи, що $c \approx 1540$ м/с, а для спрощення $\cos \alpha = 1$) зсув частоти $f_d = 16$ кГц. Для інших, менших значень швидкості доплерівський зсув частоти буде меншим. Отриманий результат цікавий тим, що має важливе практичне значення. Діапазон частот, які чує людське вухо, становить від 20 Гц до 20 кГц. Тому за допомогою акустичних систем доплерівський зсув частоти можна зробити чутним, що застосовується практично у всіх сучасних приладах з доплерівськими режимами роботи. Можливість чути доплерівські частоти окрім їх спостереження на екрані приладу є дуже корисною функцією для лікаря, так як людське вухо - чутливий і тонкий аналізатор частот.

5. ЕКВІВАЛЕНТНІ СХЕМИ ЕЛЕКТРОАКУСТИЧНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ, І РОЗРАХУНОК ЇХ ЕЛЕМЕНТІВ.

ТЕОРІЯ: З розв'язку рівняння коливань п'єзоелектричної пластини з нанесеними електродами з врахуванням граничних умов ($F_1 = -AT(-l/2)$, $F_2 = -AT(l/2)$, $v_1 = v(-l/2)$, $v_2 = -v(l/2)$, де $v(-l/2)$, $v(l/2)$ – компоненти швидкості на поверхні ПЕ матеріалу, F – зовнішня сила, T – внутрішня напружка) вираз для вхідного електричного імпедансу отримуємо у вигляді:

$$Z_{\text{вх.ел}} = \frac{1}{i\omega C_0} \left[1 + k_t^2 \frac{i(z_1 z_0 + z_2 z_0) \sin \bar{\beta}_a l - 2z_0^2 (1 - \cos \bar{\beta}_a l)}{[(z_0^2 + z_1 z_2) \sin \bar{\beta}_a l - i(z_1 z_0 + z_2 z_0) \cos \bar{\beta}_a l] \bar{\beta}_a l} \right]$$

де $\bar{\beta}_a l = \frac{\omega l}{v^D}$; l – товщина пластини, v^D – швидкість УЗ коливань за

сталого електричного індукції;

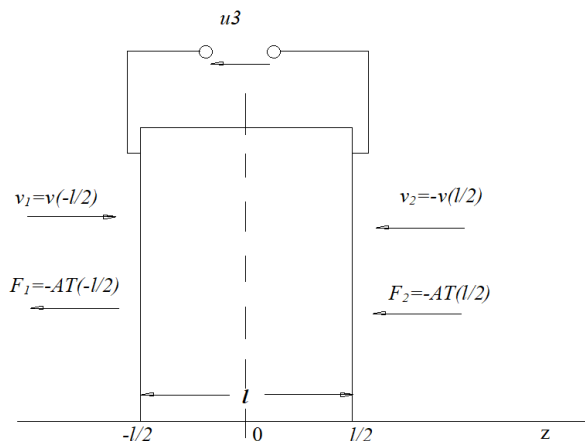
z_1, z_2 – акустичні імпеданси навантажень на сторони ПП ($Z = z \cdot A$, $z = \rho/v$ [кг/(м·с²)], z_0 – імпеданс п'єзопластини;

k_t – коефіцієнт електромеханічного зв'язку;

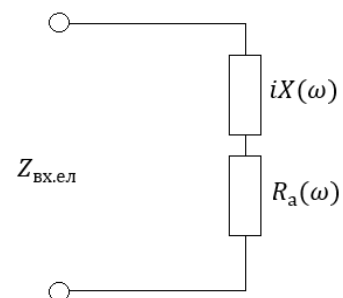
C_0 – ємність перетворювача при постійній деформації $C_0 = \frac{A_0 \varepsilon^T}{l}$,

A_0 – площа, ε^T – діелектрична проникливість перетворювача;

$$Z_{\text{вх.ел}} = \frac{u_3}{I_3}$$



Модель перетворювача



еквівалентна електрична схема
перетворювача

Задача 1:

Отримати еквівалентну електричну схему перетворювача для $\overline{\beta}_a l = \pi$

$$R_{a0} = \frac{4k_t^2}{\pi\omega_0 C_0} \frac{z_0}{(z_1 + z_2)}; \text{— опір випромінювання; } \overline{\beta}_a l = \frac{\omega_0}{v^D} \frac{\lambda}{2} = \frac{2\pi f_0}{v^D} \frac{v^D}{2f_0} = \pi$$

Розв'язок

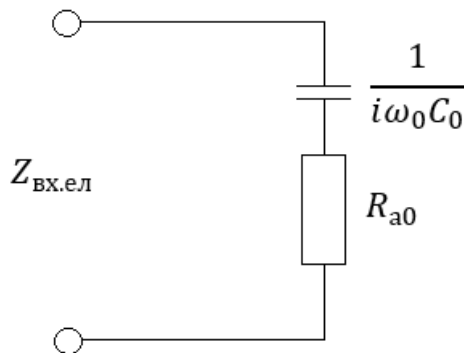
Підставляючи в формулу для $Z_{\text{вх.ел}}$ значення $\sin \overline{\beta}_a l = 0, \cos \overline{\beta}_a l = -1$

отримуємо:

$$\begin{aligned} Z_{\text{вх.ел}} &= \frac{1}{i\omega_0 C_0} \left[1 + \frac{k_t^2 (-2z_0^2 \cdot 2)}{i(z_1 z_0 + z_2 z_0)\pi} \right] = \frac{1}{i\omega_0 C_0} \left[1 + \frac{i4k_t^2 z_0}{(z_1 + z_2)\pi} \right] \\ &= \frac{1}{i\omega_0 C_0} + \frac{4k_t^2}{\pi} \frac{1}{\omega_0 C_0} \frac{z_0}{(z_1 + z_2)} \end{aligned}$$

$$Z_{\text{вх.ел}} = \frac{1}{i\omega_0 C_0} + R_{a0}, \text{ отже виходить, що ми маємо еквівалентну послідовну}$$

схему:

**Задача 2:**

З виразу для $Z_{\text{вх.ел}}$ отримати вхідний імпеданс перетворювача, що працює в повітрі $z_1 = z_2 = 0$ та отримати проаналізувати отриманий вираз.

Отримати формулу для розрахунку k_t за значеннями f_0, f_1

Розв'язок

$$\begin{aligned} Z_{\text{вх.ел}} &= \frac{1}{i\omega C_0} \left[1 - k_t^2 \frac{\tan \frac{\overline{\beta}_a l}{2}}{\frac{\overline{\beta}_a l}{2}} \right] = \frac{1}{i\omega C_0} \left[1 - k_t^2 \frac{\tan(\frac{\pi f}{2f_0})}{\frac{\pi f}{2f_0}} \right] \\ \frac{\overline{\beta}_a l}{2} &= \frac{\omega}{v^D} \frac{l}{2} = \frac{2\pi f}{v^D} \frac{l}{2} = \frac{\pi f}{v^D} \frac{v^D}{2f_0} = \frac{\pi f}{2f_0} \end{aligned}$$

а) На частоті f_1 електричний імпеданс перетворювача буде нульовим

$$(Z_{\text{вх.ел}} = 0), \text{ за умови } \frac{\tan(\frac{\pi f}{2f_0})}{\frac{\pi f}{2f_0}} = \frac{1}{k_t^2}$$

f_1 – основна резонансна частота (*послідовний резонанс*)

б) На частоті f_0 електричний імпеданс перетворювача буде прямувати до нескінченності

$$Z_{\text{вх.ел}} = \frac{1}{i\omega C_0} \left[1 - k_t^2 \frac{\tan \frac{\pi}{2}}{\frac{\pi}{2}} \right] \rightarrow \infty$$

f_0 – основна антирезонансна частота (*паралельний резонанс*)

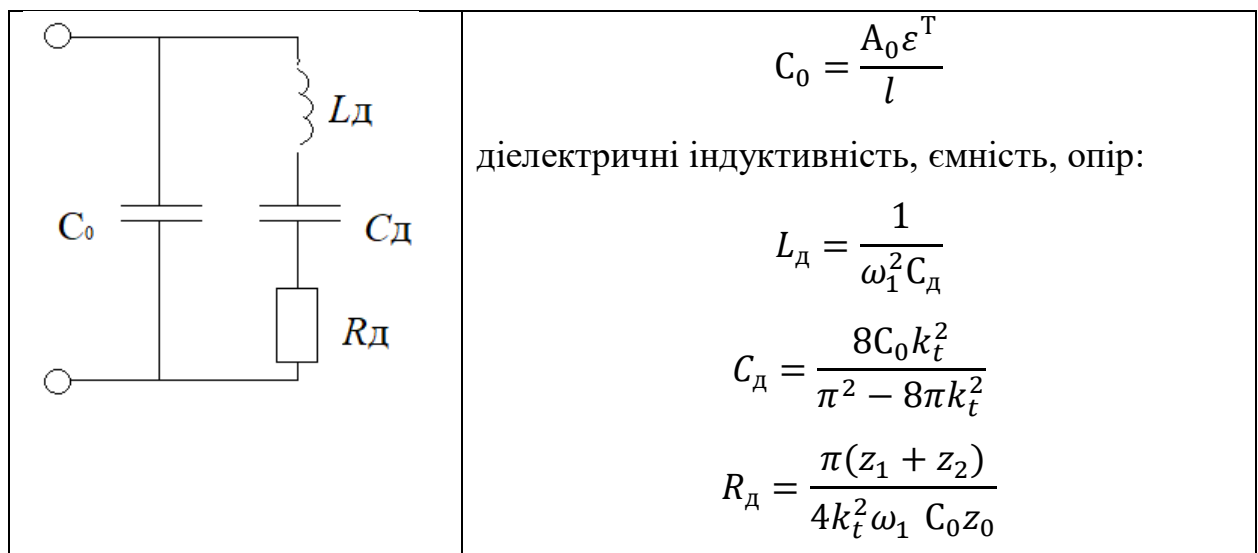
З умови а) можемо отримати вираз для k_t :

$$k_t^2 = \frac{\pi f_1}{2f_0} \cot\left(\frac{\pi f_1}{2f_0}\right)$$

Задача 3:

Для випадку $z_1, z_2 \ll z_0$ знайти вираз для $Z_{\text{вх.ел}}$ та порівняти його з загальною формулою для вхідного імпедансу.

Для зазначеного випадку еквівалентна схема поблизу f_1 (паралельна схема) має вид:



Розв'язок

З виразу для $Z_{\text{вх.ел}}$ отримати вхідний імпеданс перетворювача, що працює в повітрі $z_1 = z_2 = 0$ та отримати проаналізувати отриманий вираз. Отримати формулу для розрахунку k_t за значеннями f_0, f_1

Розв'язок

імпеданс динамічної ланки дорівнює : $Z_d = i \left(\omega L_d - \frac{1}{\omega C_d} \right) + R_d$

імпеданс статичної: $Z_{\text{ст}} = \frac{1}{i\omega C_0}$

Електрична провідність пьезоперетворювача:

$$Y_{\text{вх.ел}} = \frac{1}{Z_{\text{вх.ел}}} = \frac{1}{i \left(\omega L_d - \frac{1}{\omega C_d} \right) + R_d} + i\omega C_0$$

$$= \frac{1 - \omega C_0 \left(\omega L_d - \frac{1}{\omega C_d} \right) + i\omega C_0 R_d}{i \left(\omega L_d - \frac{1}{\omega C_d} \right) + R_d}$$

Отже

$$Z_{\text{вх.ел}} = \frac{i \left(\omega L_d - \frac{1}{\omega C_d} \right) + R_d}{1 - \omega C_0 \left(\omega L_d - \frac{1}{\omega C_d} \right) + i\omega C_0 R_d} = \frac{\frac{1}{\omega C_d} (\omega C_d L_d + i(\omega^2 C_d L_d - 1))}{\frac{1}{\omega C_d} (\omega C_d - \omega C_0 (\omega^2 C_d L_d - 1) + i\omega^2 C_0 R_d C_d)} =$$

$$\frac{\omega C_d L_d + i(\omega^2 / \omega_1^2 - 1)}{\omega (C_d - C_0 (\frac{\omega^2}{\omega_1^2} - 1)) + i\omega^2 C_0 R_d C_d}, \text{ де } \omega_1^2 = \frac{1}{C_d L_d}$$

На частоті паралельного резонансу, коли $C_d - C_0 \left(\frac{\omega^2}{\omega_1^2} - 1 \right) = 0$, отримаємо:

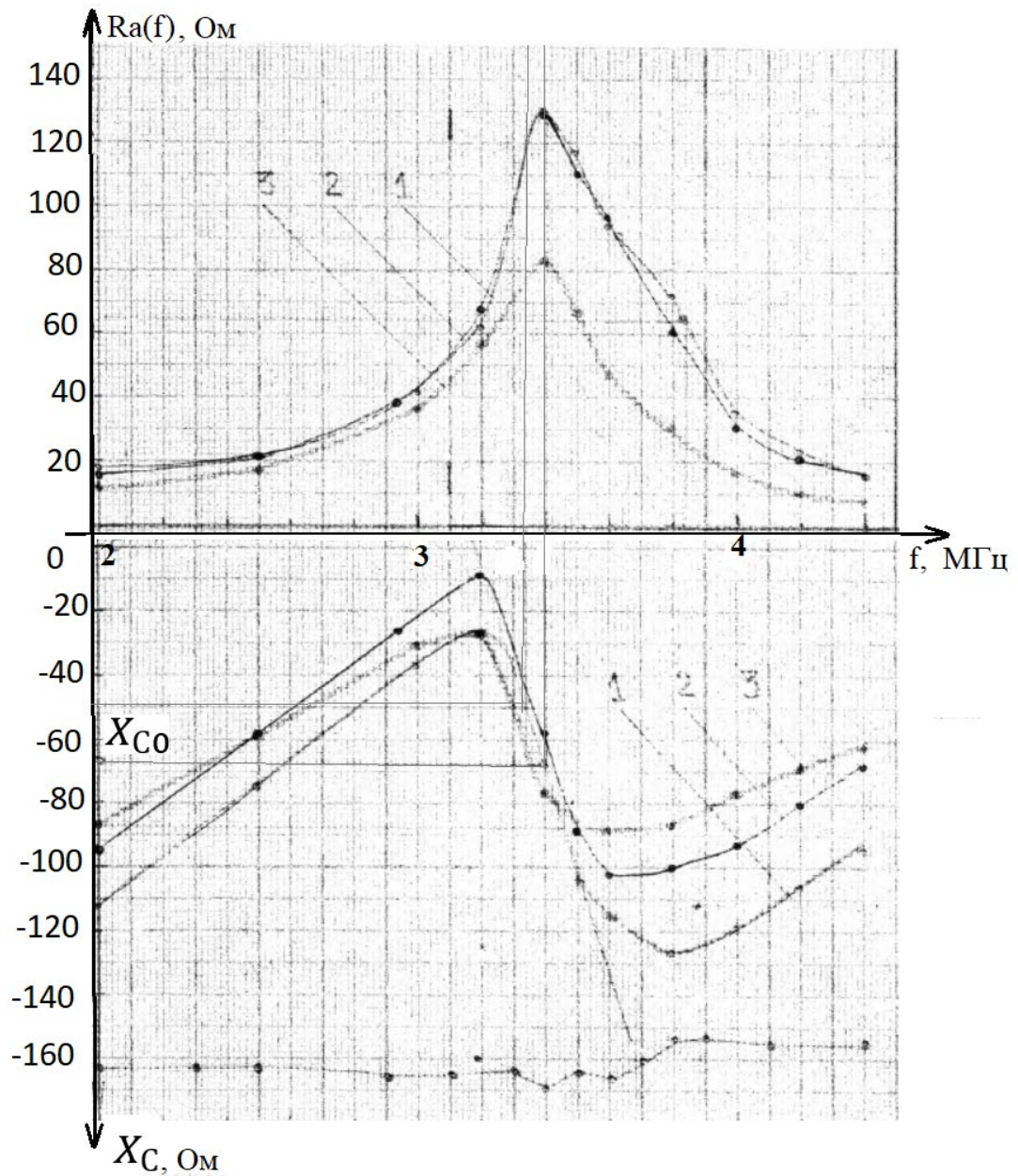
$$C_d = C_0 \left(\frac{\omega^2}{\omega_1^2} - 1 \right), \text{ отже } \omega_0^2 = \omega_1^2 \left(1 + \frac{C_d}{C_0} \right),$$

$$Z_{\text{вх.ел}} = \frac{1}{i\omega_0 C_0} + \frac{1}{(\omega_0 C_0)^2 R_d}$$

Підставляючи у вираз для R_d отримаємо:

$$Z_{\text{вх.ел}} = \frac{1}{i\omega_0 C_0} + \frac{4k_t^2 \omega_1 C_0 z_0}{(\omega_0 C_0)^2 \pi (z_1 + z_2)} \xrightarrow{\omega_1 \approx \omega_0} \frac{1}{i\omega_0 C_0} + \frac{4k_t^2}{\pi} \frac{1}{\omega_0 C_0} \frac{z_0}{(z_1 + z_2)}$$

Завдання: визначити параметри елементів п'єзоперетворювача по експериментально виміряним АЧХ активної та реактивної складових електричного імпедансу елементів п'єзоперетворювача.



На рисунку зображено експериментальні результати вимірювань активної та реактивної частини вхідного електричного імпедансу п'єзоелемента з демпфером, що навантажений на повітря: $b=0.37$ мм, $T=0.375$ мм, $n=4$, $H=12$ мм.

1) Аналізуємо п'єзoeлемент з короткими провідниками (3)

максимум кривої $R_a(f)$ знаходиться на 3,4МГц, отже $f_0 = 3,4\text{МГц}$

$$2) X'(f_0) = \frac{1}{\omega_0 C_0} = 60 \text{ Ом} \Rightarrow C_0 = \frac{1}{\omega_0 X'(f_0)} = \frac{1}{2\pi \cdot 3,4 \cdot 10^6 \cdot 60} = 780 \text{ пФ}$$

Порівнюємо з теоретичним – отримуємо кераміку ЦТС-19:

$$\frac{\varepsilon_{33}^T}{\varepsilon_0} = 1490, \quad v_{33}^D = 4240 \text{ м/с}, \quad f_0 = 3,4 \text{ МГц},$$

$$\varepsilon_{33}^T = 1490 \cdot 8,85 \cdot 10^{-12} = 1,32 \cdot 10^{-8} \frac{\text{Ф}}{\text{м}}$$

$$l_0 = \frac{\lambda}{2} = \frac{v_{33}^D}{2f_0} = \frac{4240}{2 \cdot 3,4 \cdot 10^6} = 0,62 \text{ мм}$$

$$C_0 = \frac{A_0 \varepsilon_{33}^T}{l_0} = \frac{b \cdot H \cdot \varepsilon_{33}^T}{l_0} = \frac{0,37 \cdot 12 \cdot 10^{-6} \cdot 1,32 \cdot 10^{-8}}{6,2 \cdot 10^{-4}} = 95 \text{ пФ}$$

$$C_{0\Sigma} = nC_0 = 4 \cdot 95 \text{ пФ} = 380 \text{ пФ}$$

$$3) R_{a0} = R_a(f_0) = 83 \text{ Ом}; \quad \frac{R_{a0}}{X_{C0}} = \frac{83}{70} = 1,2$$

$$4) Q_a = \frac{f_0}{2\Delta f} = \frac{3,4}{2(3,47-3,2)} = 6,3$$

$$5) Q_a(3,4) = \frac{1 + \frac{d\bar{x}}{dx}}{2\left(\frac{R_{a0}}{X_{C0}}\right)} = \frac{1 + \frac{f_0}{X_{C0}} \frac{dx}{df}}{2 \cdot 1,2} = \frac{1 + \frac{3,4}{70} \cdot 150}{2,4} = 3,45$$

$$\left[\frac{d\dot{x}}{df} = \frac{90 - 30}{3,6 - 3,2} = 150 \right]$$

$$k_1 + k_2 = \frac{\pi}{2Q_a} = \frac{\pi}{2 \cdot 3,45} = 0,45$$

$$k_2 = 0$$

$k_1 = 0,45$ – опір демпфера

$$k_1 = \frac{Z_1}{Z_0}; \quad Z_0 = 31,08 \cdot 10^6 \text{ Н} \cdot \text{с/м}^3 \Rightarrow$$

$$Z_1 = 0,45 \cdot 31,08 \cdot 10^6 = 14,2 \cdot 10^6 \text{ Н} \cdot \text{с/м}^3$$

$$k_t^2 = \frac{\pi^2}{8} \frac{1}{Q_a} \frac{R_{a0}}{X_{C0}} = \frac{\pi^2}{8} \frac{1}{6,3} 1,2 = 0,23$$

$$k_t = 0,48$$

ВИКОРИСТАНА ТА РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА

1. Дідковський В.С., Найда С.А. П'єзоелектричні перетворювачі медичних ультразвукових сканерів: Навч. посібник. -К.: НМЦВО, 2000. -178 с.
2. Дідковський В.С., Найда С.А., Алексеєнко О.В. Широкопasmові електроакустичні тракти медичних приладів. Монографія (Рекомендовано до друку Вченою Радою НТУУ "КПІ" Протокол №8 від 1 липня 2013 г.). - Кіровоград: Імекс-ЛТД, 2014.- 264 с.
3. Куликов В.П. Энергетическая доплерография - новая диагностическая технология визуализации кровотока. // В сб.: Новые диагностические технологии. Организация службы функциональной диагностики. - Москва. -1996. - С.32.
4. Шаратов А.А. Применение "высокочастотных" датчиков в УЗ доплерографии. // "Электроника и информатика - 97". В 2ч. Тезисы докладов.4.1 - М.: МГИЭТ (ТУ), 1997. - с.217, информатизации - 99. Доклады международной конференции Информационные средства и технологии, 19-21 октября 1999г. В 3-х т. т. 1, с.45 - 49.
5. Мартынюк А.П. Дискретная модель эхо-сигнала доплеровского лага. //Гідроакустичний журнал (Проблеми, методи та засоби досліджень Світового океану).- 2011.- №8. -С.45-57.